

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 63-293424

(43)Date of publication of application : 30.11.1988

(51)Int.Cl.

G01H 3/00

A61B 5/02

G01H 11/06

(21)Application number : 62-130879

(71)Applicant : KOORIN DENSHI KK

(22)Date of filing : 27.05.1987

(72)Inventor : HARADA CHIKAO

YOKOE HIFUMI

KAIDA NORIYUKI

NIWA MINORU

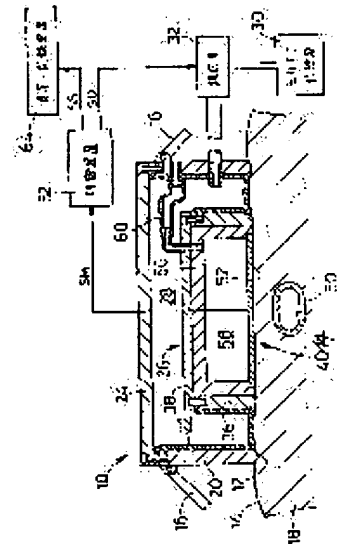
YASUI MASANOBU

(54) PULSE WAVE DETECTOR

(57)Abstract:

PURPOSE: To detect a pulse wave generated from an artery by selecting a center pulse wave among pulse wave signals outputted by plural pressure sensors.

CONSTITUTION: Plural pressure sensors 44 are provided on the skin of a human body crossing the artery 50 so that at least three sensors are positioned right above the artery 50; and they are pressed against the body skin and then pressure vibrations of the pulse wave generated by the artery are detected to output pulse wave signals corresponding to the pressure vibrations. Then, pulse wave signals right above the artery are selected among pulse wave signals SM outputted by the plural pressure sensors 44 is selected and a center pulse wave signal is selected among said selected pulse wave signals. Then, the pulse wave is detected according to the obtained center pulse wave signal. Consequently, not only the waveform of the pulse wave, but also a pulse wave very close to the actual pulse wave in the artery 50 as to a pressure value are obtained.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

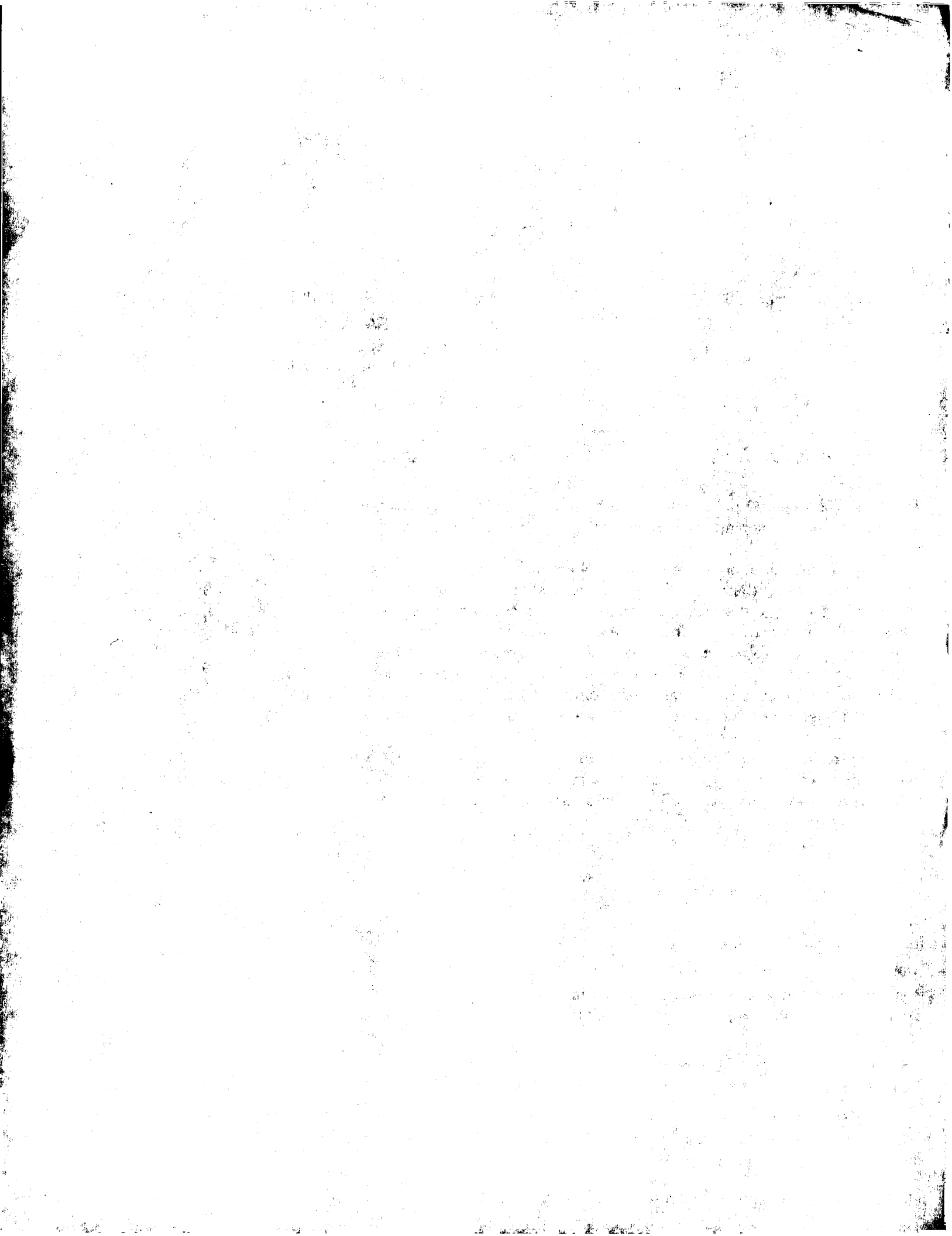
[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]



⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭63-293424

⑪ Int.Cl.⁴

G 01 H 3/00
A 61 B 5/02
G 01 H 11/06

識別記号

3 1 0

庁内整理番号

Z-7517-2G
K-7259-4C
7517-2G

⑬ 公開 昭和63年(1988)11月30日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全7頁)

⑭ 発明の名称 脈波検出装置

⑮ 特 願 昭62-130879

⑯ 出 願 昭62(1987)5月27日

⑰ 発明者	原 田	親 男	愛知県名古屋市北区西味鋤3丁目311番地
⑰ 発明者	横 江	一 二 三	愛知県名古屋市西區城北町2丁目40番地
⑰ 発明者	皆 田	則 幸	岐阜県各務原市新鷺沼台3丁目38番地
⑰ 発明者	丹 羽	実	愛知県名古屋市中村区稻上町3-4
⑰ 発明者	安 井	正 伸	京都府京都市北区上賀茂朝露ヶ原町13の27
⑰ 出 願 人	コーリン電子株式会社		愛知県小牧市林2007番1
⑰ 代 理 人	弁理士 池田 治幸		外2名

明 細 書

1. 発明の名称

脈波検出装置

2. 特許請求の範囲

- (1) 人体の動脈から発生する脈波を検出する装置であって、

前記人体の体表面上において前記動脈の直上部に少なくとも3個は位置するように該動脈と交差する方向に複数設けられ、該体表面に押圧されることにより該動脈から発生する脈波の圧力振動をそれぞれ検出して該圧力振動に対応する脈波信号を出力する複数の圧力センサと、

該複数の圧力センサからそれぞれ出力された前記脈波信号の中から、前記直上部の略中央に位置する圧力センサから出力された中央脈波信号を選び出す選択手段と

を有し、該選択手段によって選出された前記中央脈波信号に基づいて前記脈波を検出するようにしたことを特徴とする脈波検出装置。

- (2) 前記選択手段は、前記複数の圧力センサから

それぞれ出力された前記脈波信号の中から、前記動脈の直上部に位置する少なくとも3個の圧力センサから出力された直上脈波信号を選び出す第1選択手段と、該第1選択手段によって選出された前記直上脈波信号の中から前記中央脈波信号を選び出す第2選択手段とから成るものである特許請求の範囲第1項に記載の脈波検出装置。

- (3) 前記第1選択手段は、前記脈波信号の中からその振幅が予め求められた基準値以上の脈波信号を前記直上脈波信号として選出するものである特許請求の範囲第2項に記載の脈波検出装置。

- (4) 前記第1選択手段は、前記脈波信号の中からその振幅が最大の脈波信号を選び出すとともに、該最大振幅の脈波信号を出力した前記圧力センサの両側に隣接する予め定められた一定数の圧力センサから出力された脈波信号を前記直上脈波信号として選出するものである特許請求の範囲第2項に記載の脈波検出装置。

- (5) 前記第2選択手段は、前記直上脈波信号の中

から、そのピーク値が両側に隣接する圧力センサから出力された脈波信号のピーク値よりも小さい脈波信号を前記中央脈波信号として選び出すものである特許請求の範囲第2項乃至第4項の何れかに記載の脈波検出装置。

- (6) 前記ピーク値は、前記脈波信号の最大値および最小値の少なくとも一方である特許請求の範囲第5項に記載の脈波検出装置。

3. 発明の詳細な説明

技術分野

本発明は脈波検出装置に係り、特に、動脈から発生する脈波を高い精度で検出する装置に関するものである。

従来技術

心臓の拍動に伴って発生させられ、動脈内を伝播する圧力波あるいは動脈管壁の振動を一般に脈波というが、この脈波からは、例えば心臓の運動状態などの種々の医学的情報を得られることが知られている。そして、かかる脈波を検出するための装置として、人体の体表面であって動脈の直上

部に押圧される圧電素子や歪ゲージ等の圧力センサを備え、その圧力センサによって前記動脈から発生する脈波の圧力振動を検出するようにしたものがある。実開昭61-60901号公報等に記載されている装置はその一例である。

発明が解決しようとする問題点

しかしながら、かかる従来の脈波検出装置は、脈波の圧力振動を動脈の直上部において検出するようにしているだけであつたため、必ずしも動脈から発生する脈波を高い精度で検出することはできなかった。すなわち、従来は一般に動脈の直径と同程度か若しくはそれ以上の大きさの接触面を有する圧力センサを用いて脈波を検出していたのであるが、動脈の直径よりも十分に小さい接触面の圧力センサを動脈と交差する方向に複数配置して脈波を検出すると、動脈管壁の張力の相違等に起因して動脈の直上部であってもその端部か中央部かによって検出される脈波の絶対的な圧力値は異なってしまうのである。

問題点を解決するための手段

本発明は上記問題点を解決するために為されたものであり、その目的とするところは、動脈の直径よりも小さい接触面の圧力センサを用いて脈波を高い精度で検出し得るようにすることにある。

そして、かかる目的を達成するため、本発明は、人体の動脈から発生する脈波を検出する装置であつて、(a)前記人体の体表面上において前記動脈の直上部に少なくとも3個は位置するようにその動脈と交差する方向に複数設けられ、その体表面に押圧されることによりその動脈から発生する脈波の圧力振動をそれぞれ検出してその圧力振動に対応する脈波信号を出力する複数の圧力センサと、(b)その複数の圧力センサからそれぞれ出力された前記脈波信号の中から、前記直上部の略中央に位置する圧力センサから出力された中央脈波信号を選び出す選択手段とを有し、その選択手段によって選び出された前記中央脈波信号に基づいて前記脈波を検出するようにしたことを特徴とする。

作用および発明の効果

すなわち、本発明は、動脈の直上部のうち中央

付近において検出される脈波の絶対的な圧力値は実際の動脈内の脈波の圧力値と極めて近似していることに着目し、脈波を検出すべき動脈の直上部に少なくとも3個は位置するように、その動脈と交差する方向に複数の圧力センサを配置するとともに、その複数の圧力センサからそれぞれ出力される脈波信号の中から、上記直上部の略中央に位置する圧力センサから出力された中央脈波信号を選び出し、その中央脈波信号に基づいて脈波を検出するようにしたのである。

したがって、かかる本発明の脈波検出装置によれば、脈波の波形のみならずその絶対的な圧力値についても動脈内の実際の脈波（圧力波）と絶対値において極めて近似した脈波が得られるようになり、例えばその脈波に基づいて血圧値等を測定することも可能となるのである。

ここで、上記中央脈波信号を選び出す選択手段は、例えば、前記複数の圧力センサからそれぞれ出力された前記脈波信号の中から、前記動脈の直上部に位置する少なくとも3個の圧力センサから

出力された直上脈波信号を選び出す第1選択手段と、その第1選択手段によって選出された前記直上脈波信号の中から前記中央脈波信号を選び出す第2選択手段とを備えて構成される。

また、上記第1選択手段は、前記脈波信号の中からその振幅が予め求められた基準値以上の脈波信号を前記直上脈波信号として選出するように構成したり、前記脈波信号の中からその振幅が最大の脈波信号を選び出すとともに、その最大振幅の脈波信号を出力した前記圧力センサの両側に隣接する予め定められた一定数の圧力センサから出力された脈波信号を前記直上脈波信号として選出するように構成したりすることができる。これは、動脈の直上部において検出される脈波の振幅は、直上部以外において検出される脈波の振幅に比較して十分に大きいからである。

また、前記第2選択手段は、例えば、上記直上脈波信号の中から、そのピーク値が両側に隣接する圧力センサから出力された脈波信号のピーク値よりも小さい脈波信号を前記中央脈波信号として

選出するように構成される。これは、動脈の直上部であってもその端部において検出される脈波は、直上部の略中央で検出される脈波に比較して、動脈管壁の張力等に起因して圧力値が全体的に高くなるからであり、上記ピーク値としては前記脈波信号の最大値または最小値が好適に用いられるが、その両方について比較するようにしても差支えない。

実施例

以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

第1図において、10は下端に開口12を有する中空の本体であり、その開口12が人体の体表14に対向する状態でバンド16により手首18に着脱可能に取り付けられるようになっている。本体10は、環状の側壁部材20と、その側壁部材20の上端にダイヤフラム22の外周縁部を挟んで固定された蓋部材24とから成り、ダイヤフラム22の内周縁部は押圧部材26に固定されている。ダイヤフラム22はゴム等の弾性変形可能

な材料製であり、押圧部材26はこのダイヤフラム22を介して本体10内に相対移動可能に保持されている。また、それ等本体10と押圧部材26との間には、そのダイヤフラム22によって気密な圧力室28が形成されており、圧力エア供給源30から調圧弁32を経て圧力エアが供給されるようになっている。

上記押圧部材26は、環状の側壁部材36と、その側壁部材36の上端に前記ダイヤフラム22の内周縁部を挟んで固定された蓋部材38と、側壁部材36の下端に配設された押圧板40とから構成されている。押圧板40は、第2図に示されているように、単結晶シリコン等から成る半導体チップ42の上面に多数の感圧ダイオード44を形成したもので、その接合部の圧力変化に対応する電気信号が共通の端子46と個々の端子48との間から取り出されるようになっている。多数の感圧ダイオード44は、本体10が手首18に取り付けられた状態において、脈波を検出すべき橈骨動脈50と略直角に交差する方向に一定の間隔

を隔てて形成されているとともに、その動脈50と略直角な方向の幅寸法および間隔は、少なくとも3個の感圧ダイオード44が橈骨動脈50の直上部、すなわち橈骨動脈50の真上であってその動脈50の直径と略同じ長さの範囲内に位置するように定められている。なお、感圧ダイオード44の形状や動脈50と平行な方向の長さ寸法は適宜設定される。

また、押圧板40の下面52であって上記感圧ダイオード44に対応する部分には、それぞれ凹所が形成されてゴムフィラー54が埋設されている。ゴムフィラー54は、感圧ダイオード44に付加を与えることなく且つ下面52が平坦となるように凹所内に充填されており、動脈50の直上部およびその近傍の体表面14はこの押圧板40の下面52によって平坦に押圧されるとともに、橈骨動脈50から発生する脈波の圧力振動はゴムフィラー54を介して感圧ダイオード44に伝達される。凹所が形成された部分の半導体チップ42の肉厚は、例えば15 μ m程度と極めて薄く、

ゴムフィラー54に圧力振動が伝達されることにより感圧ダイオード44の接合部には圧力変動が生じ、これにより、その感圧ダイオード44からはその圧力変動に対応する電気信号が脈波信号SMとして出力される。本実施例では、この感圧ダイオード44が圧力センサに相当する。

上記押圧板40は、前記側壁部材36の内側に配設された容器形状を成す絶縁材料製の保持部材56の下端開口部に固定され、半導体チップ42からの電気的な漏洩が防止されるようになっている。また、保持部材56と押圧板40とによって囲まれた空室58はゴム管60を介して大気開放されており、空室58内の圧力が体温等に起因して変動することにより、感圧ダイオード44から出力される脈波信号SMが変化することを防止している。

そして、上記感圧ダイオード44から出力される脈波信号SMは、制御装置62に供給される。この制御装置62はマイクロコンピュータ等にて構成されており、供給された脈波信号SMに基づ

て4に伝達され、その圧力振動に対応する脈波信号SMが出力されるようになる。上記一定圧は、脈波の圧力振動が感圧ダイオード44によって検出され得る大きさに設定されている。

続いてステップS2が実行され、上記感圧ダイオード44から出力される脈波信号SMに基づいて調圧弁32が制御されることにより、圧力室28内に供給される圧力エアの圧力値が変更され、感圧ダイオード44から供給される脈波信号SMの振幅Aが最大となる押圧力で押圧部材26が体表面14に押圧されるように、圧力エアの圧力値が調整される。これは、押圧部材26の押圧力が高過ぎると動脈50は完全に閉塞して脈波が得られなくなる一方、低過ぎると感圧ダイオード44に伝達される脈波の振動が弱くなるためであり、第1図に示されているように動脈50の横断面形状が扁平となる程度の押圧力で押圧したときに振幅Aは最大となる。この時、動脈50の上部の管壁と体表面14、更には押圧板40とは略平行になる。なお、この圧力調整に際しては、全ての脈

波信号SMを用いてその振幅Aの平均値が最大となるようにしたり、信号強度が最大の一つの脈波信号SMを用いてその振幅Aが最大となるようにしたりするなど、種々の態様を採用し得る。

そして、この状態でステップS3～S7が実行されることにより、多数の脈波信号SMの中から動脈50内の実際の脈波（圧力波）に近似した脈波を表す脈波信号SM_(r)が選択される。すなわち、まず、ステップS3において、動脈50と略直角に交差する方向に配置された多数の感圧ダイオード44から出力された脈波信号SMの振幅Aをそれぞれ求め、その値が最も大きい最大振幅A_{max}を決定する。次いで、ステップS4において、その最大振幅A_{max}に予め定められた係数k（1>k>0）を掛算することにより基準値A₀を算出し、ステップS5では振幅Aがその基準値A₀よりも大きい一群の脈波信号SM_(a)を選択する。これは、動脈50と直角な方向における各脈波信号SMの振幅Aは、第4図に示されているように動脈50の直上部では他の部分に比較して大きく

なることに基づくもので、これにより、動脈50の直上部に押圧された少なくとも3個以上の感圧ダイオード44から出力された脈波信号SMが脈波信号SM_(A)として選択される。基準値A₀は最大振幅...Aに基づくものであるため、脈波信号SM_(A)の選択に際して被検者の個体差等が影響することはない。この脈波信号SM_(A)は直上脈波信号に相当する。

このようにして脈波信号SM_(A)が選択されると、次にステップS6が実行され、それ等の脈波信号SM_(A)の最大ピーク値P_{max}がそれぞれ検出される。最大ピーク値P_{max}は心臓収縮期における動脈50内の血圧値に対応するものであり、次のステップS7においては、この最大ピーク値P_{max}が両側に隣接する感圧ダイオード44から出力された脈波信号SM_(A)の最大ピーク値P_{max}よりも小さい極小の脈波信号SM_(B)が脈波信号SM_(B)として選択される。これは、動脈50と直角な方向における各脈波信号SMの最大ピーク値P_{max}は、第4図に示されているように動脈50

0の直上部の略中央において局部的に小さくなる傾向(グラフ上では谷となること)に基づくものであり、また、動脈50の直上部には少なくとも3個の感圧ダイオード44が押圧されるため、直上部の略中央に押圧された感圧ダイオード44から出力された脈波信号SMが脈波信号SM_(B)として選択される。この脈波信号SM_(B)は中央脈波信号に相当する。

ここで、最大ピーク値P_{max}が直上部の中央付近で極小となるのは、その中央付近における動脈50の管壁は押圧板40と略平行であるため、それに対して直角な方向の脈波の圧力振動に対して管壁の張力が影響することは殆どないのに対し、動脈50の管壁が湾曲させられている両端部では管壁の張力の影響で感圧ダイオード44に加えられる圧力が全体的に高くなってしまいうからである。また、中央付近では動脈50の管壁の張力の影響がないため、その脈波信号SM_(B)が表す脈波の圧力値は動脈50内の脈波の実際の圧力値と絶対値において極めて近似している。本実施例では、

制御装置62による一連の信号処理ロジックのうち上記ステップS3~S7を実行する部分が中央脈波信号を選択する選択手段に相当し、そのうちのステップS3~S5を実行する部分は直上脈波信号を選択する第1選択手段を成し、ステップS6およびS7を実行する部分は直上脈波信号から中央脈波信号を選択する第2選択手段を成している。

そして、このようにして脈波信号SM_(B)が選択されると、以後、この脈波信号SM_(B)が連続的に読み込まれ、ステップS8において表示信号SSが出力されることにより、その脈波信号SM_(B)が表す脈波が表示・記録装置64に表示・記録される。この場合に、被検者の体動等に起因して押圧部材26と動脈50との位置関係が変化すると、上記選択された脈波信号SM_(B)によっては正しい脈波が得られなくなるため、一定時間或いは一定数の脈波を検出する毎等に前記ステップS3~S7を実行させることにより、脈波信号SM_(B)に変動がないかどうかを監視させるように

したり、脈波を検出するための脈波信号SM_(B)を変更したりすることが望ましい。なお、検出した脈波に基づいて心臓の活動状態等を自動診断させたり、脈波の最大ピーク値P_{max}、最小ピーク値P_{min}から最大血圧値、最小血圧値を決定させたりすることもできる。

このように、本実施例の脈波検出装置は、動脈50の直上部の略中央に押圧された感圧ダイオード44から出力された脈波信号SM_(B)に基づいて脈波が検出されるようになっていたため、脈波の波形のみならずその圧力値についても動脈50内の実際の脈波と極めて近似した脈波が得られるようになる。特に、本実施例では、先ず脈波信号SMの振幅Aに基づいて動脈50の直上部に位置する感圧ダイオード44から出力された一群の脈波信号SM_(A)を選択し、その脈波信号SM_(A)の中から最大ピーク値P_{max}に基づいて脈波信号SM_(B)を選択するようになっていたため、脈波信号SM_(B)が高い精度で選択されるのである。

以上、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細

に説明したが、本発明は他の態様で実施することもできる。

例えば、前記実施例のステップS3～S5の替わりに第5図に示されているステップR1およびR2を第1選択手段として用いることもできる。すなわち、先ずステップR1において、最大振幅 $P_{max}A$ を有する脈波信号 $SM(A)$ を決定した後、ステップR2において、その脈波信号 $SM(A)$ を出力した感圧ダイオード44の両側に隣接する一定数の感圧ダイオード44から出力された一群の脈波信号 SM を前記脈波信号 $SM(A)$ として選択するのである。この一定数は、動脈50の直上部に押圧された複数の感圧ダイオード44から出力された脈波信号 SM が選択されるように、感圧ダイオード44の幅寸法や間隔等に基づいて設定される。なお、このような第1選択手段を用いて脈波信号 $SM(A)$ を選択することなく、第4図に示されている最大ピーク値 P_{max} の相違等に基づいて直接脈波信号 $SM(r)$ を選び出すように構成することもできる。

4が配置されているが、例えば押圧部材26をアクチュエータにより動脈50と交差する方向へ強制的に移動させることができる場合には、比較的少数の感圧ダイオード44を設けるだけでも差支えない。なお、3個の感圧ダイオード44を用いるとともに、振幅Aや最大ピーク値 P_{max} 等に基づいてその中央の感圧ダイオード44が動脈50の直上部の略中央に位置するように押圧部材26を移動させるようにすれば、本発明における選択手段は不要となる。

また、上記感圧ダイオード44は半導体チップ42に一列に配置されているが、1/2ピッチずつずらして2列設けるようにすれば、感圧ダイオード44の幅寸法や間隔を大きくすることが可能となる一方、間隔を同じとすれば分解能が2倍となって更に極め細かな脈波の検出を行うことができるようになる。また、同様の考え方に従って、感圧ダイオード44を3列以上設けることも可能である。

また、前記実施例では感圧ダイオード44が動

また、前記実施例の第2選択手段は最大ピーク値 P_{max} が極小となる脈波信号 $SM(r)$ を選択するようになっているが、心臓拡張期における最小ピーク値 P_{min} が極小となる脈波信号を選択するようにしたり、ピーク値 P_{max} および P_{min} の両方が極小となる脈波信号を選択するようにしたりしても差支えないのであり、更に、極小が明確に出現しない場合などには、ステップS5において選択された脈波信号 $SM(A)$ を出力した複数の感圧ダイオード44のうち中央の感圧ダイオード44から出力された脈波信号を中央脈波信号として選択するように構成することもできる。

また、前記実施例では圧力センサとして感圧ダイオード44が用いられているが、半導体歪ゲージや感圧トランジスタなどのよく知られた種々の手段を採用し得る。更に、2つ若しくは4つの感圧ダイオードによって一つの圧力センサを構成し、ブリッジ回路等により脈波信号を出力させるようにすることもできる。

また、前記実施例では多数の感圧ダイオード4

脈50と略直角に交差する方向に配列されているが、動脈50と斜めに交差するように配列することもできる。その場合にも、動脈50と直角な方向における感圧ダイオード44の間隔は狭くなるため、上記のように感圧ダイオード44を2列以上設ける場合と同様な効果が得られる。

また、前記実施例ではマイクロコンピュータによるソフトウェアによって脈波信号 $SM(r)$ が選択されるようになっているが、同様な機能を果たすハードロジック回路にて脈波信号 $SM(r)$ を選択するように構成することも可能である。

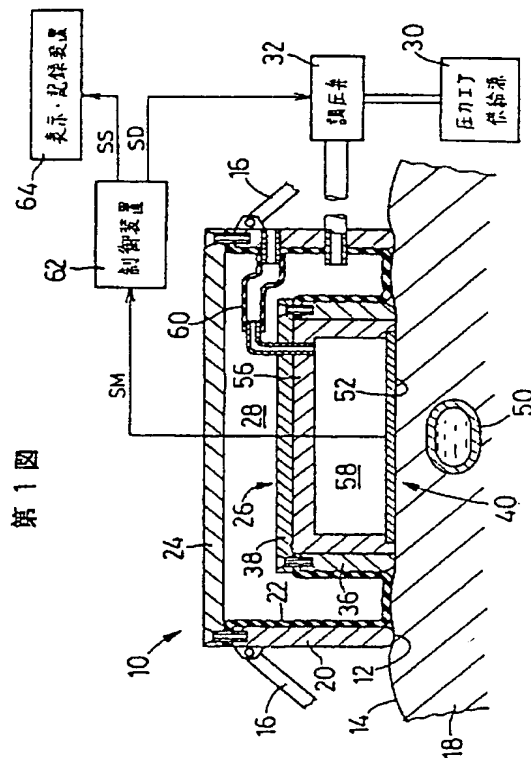
また、前記実施例では橈骨動脈50から脈波を検出する脈波検出装置について説明したが、頸動脈等の他の動脈から脈波を検出する場合にも本発明は同様に適用され得る。

その他一々例示はしないが、本発明はその精神を逸脱することなく当業者の知識に基づいて種々の変更、改良を加えた態様で実施することができる。

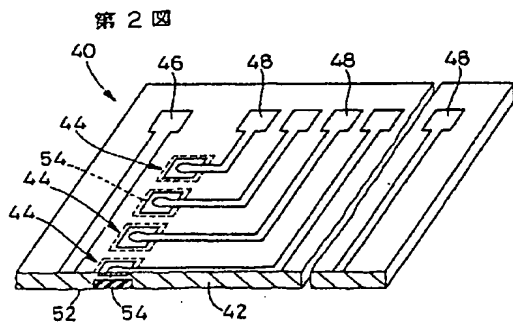
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例である脈波検出装置の要部を示す縦断面図である。第2図は第1図の装置に設けられている複数の圧力センサを説明するための一部を切り欠いた斜視図である。第3図は第1図の装置の作動の一例を説明するフローチャートである。第4図は動脈と直角な方向における脈波信号の振幅および最大ピーク値の変化傾向を説明する図である。第5図は本発明の他の実施例における作動を説明するフローチャートの要部を示す図である。

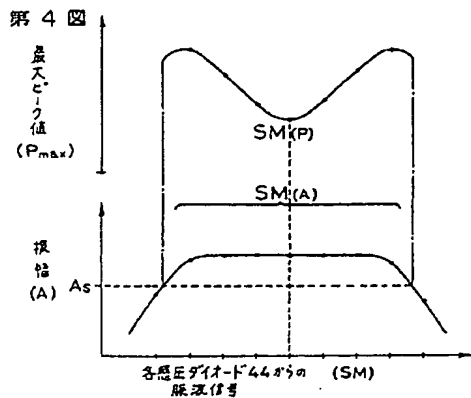
14 : 体表面
 44 : 感圧ダイオード (圧力センサ)
 50 : 橈骨動脈 62 : 制御装置
 SM : 脈波信号 SM(A) : 直上脈波信号
 SM(P) : 中央脈波信号
 A_s : 基準値 P_{max} : 最大ピーク値
 ステップ S3, S4, S5 : 第1選択手段
 ステップ S6, S7 : 第2選択手段
 ステップ R1, R2 : 第1選択手段



第1図

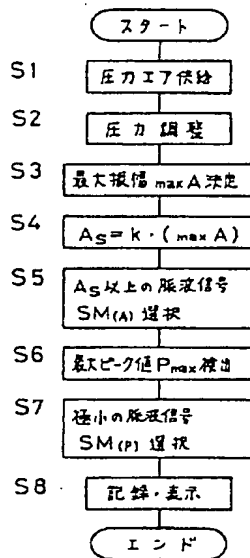


第2図



第4図

第3図



第5図

